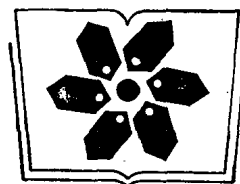


核医学与核生物学

基础及应用

王世真 林 汉 周 前 主编

科学出版社



中国科学院科学出版基金资助项目

核医学与核生物学

基础及应用

王世真 林 汉 周 前 主编

科学出版社

1990

内 容 简 介

本书为《同位素技术及其在生物医学中的应用》一书的修订本。全书共12章,大致分为两大部分。第一部分(1—8章)介绍液体闪烁测量、放射自显影、放射配体分析、酶的放化测定、活化分析、稳定同位素法、标记化合物合成、示踪动力学、示踪实验设计及电子计算机在核医学中的应用等有关技术和原理。第二部分(9—12章)介绍同位素技术在现代生物医学中所发挥的重要作用,包括同位素如何用于实验医学及中医、药学的研究,如何用于诊断及治疗疾病,以及我国在生物医学领域中应用同位素的一些卓越成就。

本书可供临床医学、分子生物学、生物化学、药理学、形态学、病理生理学、生物物理学工作者参考,并可用作大专院校本科生和研究生核医学课教学的主要参考书。

核医学与核生物学

基础及应用

王世真 林 汉 周 前 主编

责任编辑 王爱琳 马素卿

科学出版社出版

北京东黄城根北街16号

邮政编码:100707

中国科学院印刷厂印刷

新华书店北京发行所发行 各地新华书店经售

1990年12月第一版 开本:787×1092 1/16

1990年12月第一次印刷 印张:43 3/4

印数:0001—1350 字数:1021000

ISBN 7-03-001752-8/R·83

定 价: 27.00 元

编写人员名单

(以姓氏笔画为顺序排列)

马寄晓 (上海市第六人民医院)
方福德 (中国医学科学院基础医学研究所)
王世真 (中国医学科学院北京协和医院)
王兴海 (江苏省计划生育研究所)
田淑浩 (中国医学科学院放射医学研究所)
江 骥 (中国医学科学院北京协和医院)
刘鼎新 (北京医科大学)
刘世贞 (中国医学科学院北京协和医院)
刘国栋 (中国医学科学院放射医学研究所)
刘秀明 (中国医学科学院放射医学研究所)
刘秀杰 (中国医学科学院阜外医院)
屈建石 (清华大学工程物理系)
朱承谟 (上海第二医科大学)
朱秀媛 (中国医学科学院药物研究所)
朱晓鸣 (北京医科大学人民医院)
李 昆 (中国医学科学院基础医学研究所)
李志敏 (中国原子能科学研究院同位素所)
杨守礼 (中日友好医院临床医学研究所)
吴从愿 (中国医学科学院北京协和医院)
邹继超 (中国科学院动物研究所)
林 汉 (中国医学科学院放射医学研究所)
林祥通 (上海医科大学)
周 前 (中国医学科学院北京协和医院)
贺新军 (北京中国针灸学院)
赵启仁 (中国医学科学院放射医学研究所)
赵武述 (中日友好医院临床医学研究所)
赵惠扬 (上海医科大学)
徐竞英 (中国医学科学院北京协和医院)
唐 谨 (中国医学科学院肿瘤医院)
夏宗勤 (上海第二医科大学)
蔡良婉 (中国医学科学院基础医学研究所)
毓景华 (中国医学科学院放射医学研究所)
潘中允 (北京医科大学第一附属医院)
薛全福 (中国医学科学院基础医学研究所)

序 言

本书是在《同位素技术及其在生物医学中的应用》一书的基础上修订而成的。后者于1977年出版以来,已经10年有余了,而这一时期恰恰是核医学发展极为迅速的年代。同位素在生物医学中的应用不论是在国内或国外都已大为改观,出现了新的“核医学热”。美国甚至立法规定,每年定期举办一次“核医学周”,让举国上下充分了解核医学在现代医学与社会进步中的重要地位和杰出贡献,进一步推动核医学的发展。这在其他新兴学科或医学专业中是罕见的。

为了使修订版的内容更适应当前核医学发展的新形势,我们首先决定将书名改为《核医学与核生物学 基础及应用》。其次,我们明确修订该书的主要目的,就是更新知识,补充10多年来的最新进展,删去陈旧过时的材料。为此,除个别章节外,全书基本上一律重新改写过。特别是临床方面,更新势在必行。在国外,70年代末期心脏病学崛起,风行一时,而80年代,正电子发射断层又揭开了大脑的奥秘,实现了生命科学的一项重大突破。在国内,10年前所有临床核医学部门还处于扫描机与功能仪的时代,而今各大医院都装备了 γ 相机,乃至单光子发射断层机。本版增添的章节有稳定同位素法、受体放射分析、放射配体分析质量控制、质子激发X射线分析、单克隆抗体、电子计算机在核医学中的应用、示踪动力学、发射型计算机断层、放射免疫显像、蛋白质双向电泳分离、碘化标记、“C标记化合物的生物合成、核磁共振、消化系统核医学和骨骼系统核医学等。

《同位素技术及其在生物医学中的应用》一书本来是全国性同位素进修班的教材。整理成书后,又作为许多研究生课程的主要参考资料反复试用。但在积累多年教学实践的经验后,认为该书全面介绍多,重点突出不足;引用外国理论多,结合自己工作经验少。为此,修订的第二个目的,就是加强本书的实用性。例如,头三章的字数大为削减,但保留了从事测量或分析工作中实际遇到的问题;实验设计一章中,也比过去更强调从事放射性实验应当注意的具体事项。

最后还要说明,本书不是有关学科或专题的“综述”,而是介绍同位素技术在重大研究领域或临床实践中可起的作用。通过新颖的、典型的例子(包括在我国一些突出科研成果中的应用),力求说清如何应用同位素巧妙地解决其他方法不能解决或难以解决的问题。当前,在生物医学实验室里,同位素的应用几乎接近于使用天平那样普遍,势必不是短短几个章节所能尽述的。我们充其量只能用一些有代表性的应用实例来让读者体会到同位素技术的优越性及今后发展趋势。与此同时,我们也提倡“正确使用”,防止“滥用”。从这点出发,我们的另一目的应当是这本书的“启发性”。我们殷切盼望,读过本书的科学工作者不仅会搬抄本书内容,而且能够有效地掌握同位素技术,并创造性地使其为自己的工作服务。

至于核医学和核生物学的专业名词,我们尽量依照《英汉核医学词汇》(王世真主编)

进行了统一。但为了照顾习惯，“同位素”一词没有全部改用“核素”；“居里”、“拉德”及“雷姆”也没有分别都换算成“贝可”、“戈(瑞)”和“希(沃特)”。

由于编者的水平和知识面有限，书中一定有缺点和错误之处，请读者多提宝贵的意见。

王世真 林 汉 周 前

目 录

第一章 液体闪烁测量	I
一、液体闪烁的基本过程.....	1
二、仪器.....	5
三、闪烁液.....	12
四、均相和非均相测量.....	18
五、样品的预处理.....	25
六、淬灭校正.....	28
七、测量误差及其控制.....	37
八、双标记及多标记测量.....	44
九、单光子发射的检测.....	47
十、切伦科夫辐射的测量.....	50
十一、其他射线发射体的测量.....	53
第二章 放射自显影术	58
一、总论.....	58
二、自显影实验设计.....	69
三、各论.....	72
第三章 体外放射分析	93
一、放射免疫分析法和竞争性蛋白质结合分析法.....	93
二、激素的放射受体分析法.....	171
三、酶活力放射化学测定法及放射酶促分析法.....	177
四、中子活化分析与质子激发X射线分析.....	189
第四章 电子计算机在核医学中的应用	241
一、概述.....	241
二、计算机在放射性核素体外显像中的应用.....	244
三、计算机在动态功能研究中的应用.....	255
四、计算机在核分析技术中的应用.....	258
第五章 稳定同位素法	261
一、前言.....	261
二、稳定同位素的质谱法测定.....	262
三、稳定同位素标记物.....	273
四、稳定同位素应用中的几个问题.....	275
五、稳定同位素稀释法.....	276
六、在药理学研究中的应用.....	280
七、 ^{13}C -呼气试验.....	286

八、在蛋白质、氨基酸代谢研究中的应用	292
第六章 示踪动力学	299
一、引言	299
二、主要概念	300
三、代谢区模型	305
第七章 有机标记化合物的合成	319
一、 ^{14}C 标记化合物的制备	319
二、氚标记化合物的制备	342
三、碘化标记	350
第八章 放射性核素示踪实验的设计	363
一、实验方法的选择	364
二、放射性核素的选择	366
三、放射性核素应用剂量的确定	368
四、对放射性药物的要求	370
五、测量方法的选择	371
六、动物实验注意点	372
七、对辐射防护的事先计划	373
八、示踪实验结果分析	374
第九章 同位素在实验医学中的应用	377
一、放射性核素在蛋白质生物合成研究中的应用	377
二、同位素在核酸研究中的应用	398
三、同位素在药理学研究中的应用	427
四、蛋白质双向电泳分离	440
第十章 放射性核素在临床医学中的应用	445
一、放射性核素在甲状腺疾病中的应用	445
二、放射性核素在心血管病中的应用	492
三、放射性核素在神经系统疾病中的应用	516
四、放射性核素在消化系统的应用	542
五、放射性核素在泌尿系疾病诊断上的应用	561
六、骨显像	589
七、放射性胶体在治疗上的应用	603
八、放射性核素在某些肿瘤诊断及治疗上的应用	616
九、发射型计算机断层 (ECT)	633
十、核磁共振显像	648
十一、放射免疫显像	661
第十一章 核技术在中医中药方面的应用	668
一、前言	668
二、核技术在中草药方面的应用	669
三、核技术在研究中医基础理论上的应用	673

四、核技术在针灸、经络和针刺麻醉上的应用.....	674
五、核技术在气功研究上的应用.....	675
第十二章 我国在生物医学中应用放射性核素的一些卓越成就	677
一、胰岛素的人工合成.....	677
二、酵母丙氨酸转移核糖核酸的生物测定.....	680
三、促黄体素释放激素的作用原理.....	682
四、肝癌的检测.....	683
五、肾上腺显像.....	684
六、附子 1 号对心肌功能的作用.....	684
七、青蒿素的作用原理.....	686
八、棉酚的研究.....	686
九、放射免疫显像.....	687
十、针刺镇痛的物质基础.....	688
十一、正电子发射计算机断层.....	688

第一章 液体闪烁测量

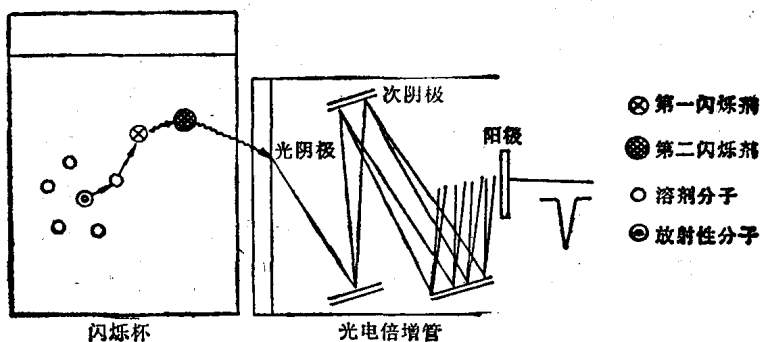
液体闪烁测量是近年来发展很快、应用很广的一种射线探测技术。它利用装在容器中的闪烁液将射线能量转变为光子,再用光电倍增管将光子转变为电脉冲,以反映射线的数量和能量。闪烁液由某些有机闪烁剂溶于某种溶剂中组成,被测物溶解或悬浮于闪烁液,或吸附在固体支持物上浸于闪烁液中。样品与闪烁液密切接触,自吸收及吸收层对射线的吸收都很少,测量的几何条件常接近 4π , 故对软 β 射线的探测效率高,已成为生物医学中探测 ^3H , ^{14}C , ^{35}S 等的主要手段。

实际上,这种探测技术的应用范围已扩大到探测 α , γ , 硬 β 等射线,中子,以及以电子俘获方式衰变的核素。液体闪烁计数器还可用于切伦柯夫测量,或利用化学发光、生物发光、甚至淬灭作用对某些物质作定量。还可制成各种形状的巨型探头,测量全身的放射性。本章的重点是讨论对软 β 射线的测量,其基本原理和方法也适用于对其他射线的测量。

一、液体闪烁的基本过程

(一) 液体闪烁过程中的能量转换

液体闪烁过程中的能量转换可示意如图 1.01。



能量转换的第一步在样品杯中进行。射线通常先被溶剂吸收。溶剂分子从激发态回到基态时释出能量传给闪烁剂,后者偶尔也直接吸收射线能量。闪烁剂是一类特殊的化合物,其分子从激发态回到基态时能发射光子。每种闪烁剂各有特定的发射光谱,其平均波长多在 350—450nm 间。光子通过闪烁液、容器壁、容器和光电倍增管间的介质(也称光导)、光电倍增管端窗而到光阴极。若闪烁剂发射光谱与光阴极有效光谱相匹配,则在光阴极上产生电子,经各级次阴极放大,最后在阳极上形成足够大的脉冲,输至后续电子

线路供分析和记录。若闪烁剂发射光谱与光阴极有效光谱匹配不良,可另加第二闪烁剂,其主要作用是吸收第一闪烁剂发出的能量,再发射本身的特征性光子,以改善光谱匹配,故也称波长转移剂。

闪烁光的寿命仅几个纳秒(ns),故液体闪烁计数器属快速探测器,分辨时间很短,若配接快速记录系统,通常不必作死时间校正。

实验观察表明,1keV的电子在闪烁液中可形成7—12.5个光子,故射线引起的闪烁光属“多光子事件”;射线能量越大,光子数越多,最后形成的电脉冲也越大。所以,液体闪烁测量有近似正比的性能,可作 β 谱分析。但是,能量太低的 β 粒子形成的光子数太少,往往不能被测知,故软 β 射线的探测效率不可能是100%, $E_{\max}$ 越低者,探测效率越低。由于同一原因,作 β 谱测定时其低能端可有一定失真。

(二) 淬 灭

1. 淬灭的类型

液体闪烁过程中能量转换的任何一步,效率都不是100%。处于激发态的溶剂分子(M^*)或其二聚体(MM^*)、闪烁剂分子(F^*)或其二聚体(FF^*),在回复到基态时可有一部分能量以非光子形式(以热能为主)损失掉;已经形成的光子还可被闪烁液内某些成分吸收而不能到达光电倍增管。上述各种方式的能量损失统称淬灭。由于液体闪烁测量中样品处于闪烁液中,测量杯中的成分复杂而不恒定,所以淬灭也较复杂。具体讲,淬灭有如下几种类型:

- 1) $M^*(F^*) \rightarrow M(F) + Q$ (发生在分子内部,称分子内淬灭)
- 2) $MM^*(FF^*) \rightarrow 2M(2F) + Q$ (浓度高时易形成二聚体,故称浓度淬灭)
- 3) $\beta + A \rightarrow A^* \rightarrow A + Q$ (A 为杂质分子或样品分子)
- 4) $M^*, F^*, MM^*, FF^* + A \rightarrow M(F, 2M, 2F) + A^* \rightarrow M(F, 2M, 2F) + A + Q$
- 5) $h\nu + B \rightarrow B + Q$ ($h\nu$ 为光子, B 为能吸收光子的物质)

1)和2)发生于溶剂及闪烁剂本身。溶剂分子最密集,分子内淬灭与浓度淬灭都相当明显,故溶剂传递能量的效率都不高。闪烁剂的淬灭作用只在超过一定浓度时才由于浓度淬灭而表现出来,有时也称为闪烁剂的自淬灭。3),4),5)不是闪烁液本身的成分引起的,故称外分子淬灭。其中3)和4)发生在光子产生之前,与淬灭物的化学结构有关,称为化学淬灭。5)发生在光子形成以后,大多由有色杂质引起,故常称为颜色淬灭。

2. 化学淬灭

化学淬灭的直接后果是使产生的光子数减少,因而到达光电倍增管的有效光子数也减少,导致输出脉冲的幅度减小。若 β 粒子能量很弱,则淬灭后光子数可能少到不能形成可被测到的脉冲。所以淬灭的结果是:所有的脉冲都变小,脉冲谱左移,总计数率减少,探测效率下降。 $E_{\max}$ 大的 β 源主要表现为脉冲谱左移,淬灭严重时效率也明显下降。 $E_{\max}$ 小的 β 源则两种效应同时出现(图1.02)。淬灭物的品种和浓度相同时, $E_{\max}$ 越小的 β 源探测效率下降越明显。

大量研究表明,化学淬灭作用的强弱与淬灭物的化学结构有关,可大体归纳如表

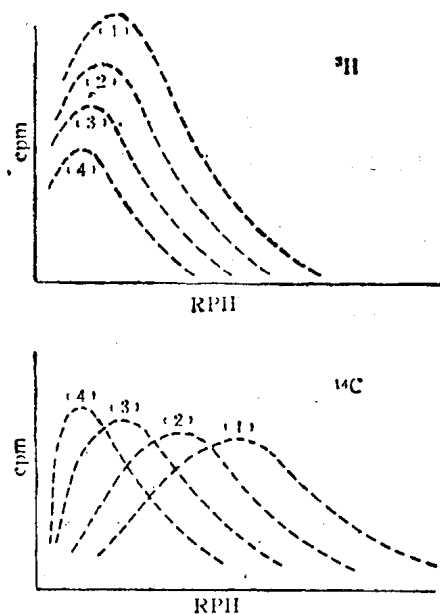


图 1.02 ^3H 和 ^{14}C 脉冲谱随淬灭而变化的情况
曲线旁的数字表示淬灭物浓度的变化, 数字越大表示浓度越高, 淬灭越严重。RPH 表示相对脉冲高度

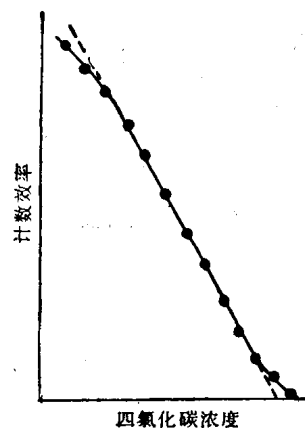


图 1.03 四氯化碳浓度对 ^{14}C 计数效率的影响

表 1.01 淬灭作用与化学结构的关系

轻度淬灭或仅有稀释作用		中度淬灭	严重淬灭	
R—H	R—O—R	R—COOH	R—I	R—OCOCO—R'
R—F	(RO) ₃ PO	R—NH ₂	R—SH	R—CO—R'
R—Cl	R—COO—R	R—CH=CH—R	R—NO ₂	R—NH—R
R—OH		R—Br	R—CHO	R—N $\begin{matrix} \text{R} \\ \text{R} \end{matrix}$
R—CN		R—S—R	R—COX	

1.01。此外,对醇类及二氯代烷来说,直链越长淬灭越严重;对卤代烷来说,卤原子越多淬灭越严重。

化学淬灭的另一特点是淬灭程度和淬灭物浓度呈指数关系。但有人报道,这种关系只见于一定浓度范围,例见图 1.03。

水和氧都有淬灭作用。配制和保存闪烁液时应注意除水。一般溶剂中都溶有氧,通氮或氩可去除氧而提高探测效率。但生物医学的常规测量中很少有人主张除氧后测量,以便保证结果的重现性。

3. 颜色淬灭

光子被有色物质吸收的机率与其在吸收物中的路程成正比,从而使相同能量的 β 粒子形成的脉冲,其幅度与发射该粒子的分子在测量杯中的位置有关,所以颜色淬灭对脉冲谱的影响可与化学淬灭有所不同(图 1.04)。不同颜色的淬灭作用在强度上也不同,一般说,黄色(与蓝色互补)最严重。此外,多数有色物质的吸收光谱都不是单色性的,故淬灭

程度与浓度的关系也不像化学淬灭那样有规律。

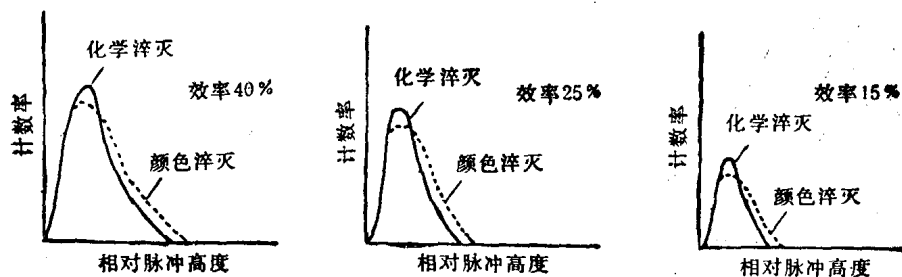


图 1.04 对计数效率的影响相同时,化学淬灭与颜色淬灭对 ^3H 脉冲谱的不同影响

4. 光学淬灭和局部淬灭

除上述两种常见的淬灭外,还有两种情况也可使到达光电倍增管的有效光子减少,有些人也将之归在淬灭的范畴。一种是光子被样品杯或光电倍增管壁吸收,有人称为光学淬灭。另一种是样品呈颗粒状,或吸附在固体支持物上,或吸附在容器壁上,软 β 射线可因局部自吸收或被容器壁吸收而导致光子的形成减少,从而使探测效率降低。这两种现象对脉冲谱的影响较复杂,与化学淬灭的影响不完全相同。

(三) 磷光和化学发光

测量杯受日光或紫外线照射后,杯壁材料或其内容物的某些分子被激发,随后缓慢退激并发射光子,这就是磷光。若测量杯受照射后立即测量,则计数率偏高,有时磷光计数可达 10^5cpm 以上(单管探头),其中大部分半衰期仅几分钟,其余部分消失较慢,且不止一种成分,半衰期长者可达数小时,强光照射需数十小时才回到本底。空测量杯也有磷光现象,溶剂和乳化剂存在时常更明显。溶剂中含闪烁剂时磷光现象进一步加重,这可能是由于闪烁剂吸收磷光后再发射闪烁光,与光电倍增管更为匹配。

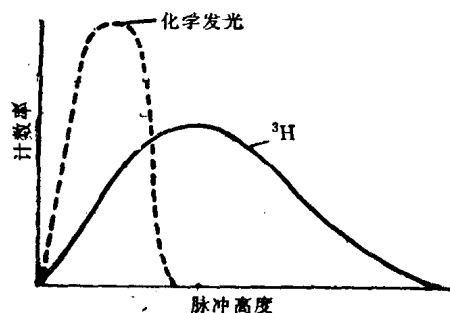


图 1.05 化学发光的脉冲谱与 ^3H 谱的比较

化学发光由测量杯中发生某些化学反应,释出部分能量而形成,单管探头中也可达 10^5cpm 以上。化学发光也可按半衰期长短而分为若干组分,但总的来说消失比磷光慢。目前虽已知不少化学反应可引起化学发光,但尚未充分掌握规律。有些生物化学反应也导致化学发光,常称为生物发光。

磷光和化学发光与射线引起的闪烁光最主要的区别是:前两者属“单光子事件”,即每个光子都是作为独立事件单独发射的,不像闪烁光那样,多个光子由同一射线形成而同时发射。所以磷光和化学发光引起的都是小脉冲,谱形与 β 谱不同(图 1.05)。

二、仪 器

(一) 光电倍增管

光电倍增管是全套仪器的核心部件,其主要作用是将闪烁光变为一个可供后续电路分析记录的脉冲。它是一个圆筒形的冷阴极(无灯丝)真空管,其中一个端面面向测量杯,光子由此射到光阴极。端窗可用玻璃制成,但玻璃对紫外线的透过率较差,而且玻璃含钾,钾的天然放射性核素 ^{40}K 可使本底升高,故现代液体闪烁计数器多选用石英端窗的倍增管。石英对紫外线的透过率较高,还有助于提高探测效率。

1. 光阴极

光阴极是用蒸涂工艺将具有光电转换特性的材料在端窗内面涂成一薄层而制成,主要作用是吸收光子的能量而释出电子。不同材料将光子转换成电子有一定机率,称为量子效率。目前采用的双碱性光阴极材料是 K_2CsSb ,其量子效率可达30%左右,早期的 $\text{Cs}_3\text{Sb-O}$ 仅10—20%。

光阴极在高压电场下即使没有光子射入,也会发射一些电子,温度升高会使这种电子增加,常称为热发射。热发射是光电倍增管本底脉冲的主要来源之一,所以光电倍增管的本底脉冲也叫热噪声。为了降低噪声,早期仪器的探头部分常需在低温下工作。双碱光阴极热发射少,噪声低,可在室温下工作。

不同材料的光阴极有不同的光谱响应范围。 $\text{Cs}_3\text{Sb-O}$ 光谱响应峰值在400nm以上,而多数第一闪烁剂的发射光谱平均波长在360—380nm,需加第二闪烁剂才能有较高的量子效率。双碱光阴极光谱响应范围较宽,在380nm左右也有很好的量子效率,因此除TP外,一般第一闪烁剂均不需第二闪烁剂(图1.06)。

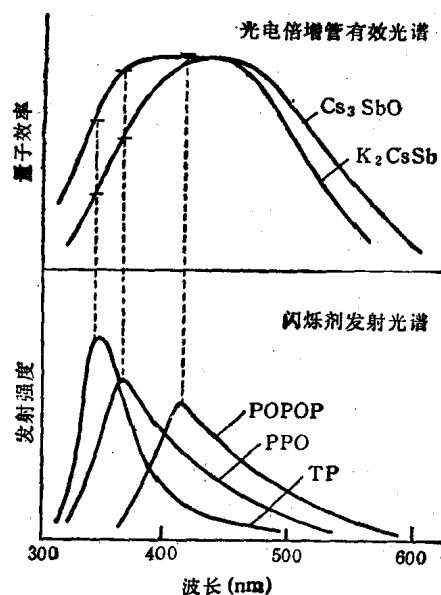


图 1.06 不同光阴极材料的光谱响应范围
及其与闪烁剂发射光谱的匹配情况

2. 光电倍增管的倍增作用

除光阴极外,光电倍增管中还有一系列次阴极(亦称打拿极)和一个阳极,它们通过各自的引出脚连至高压电源线路,从而分别处于不同的电位。光阴极电位最低,次阴极的电位逐级升高,阳极电位最高(图1.07)。当光阴极上产生电子,就因电位差而被最近的次阴极 D_1 吸引并加速飞向 D_1 ,到达 D_1 时该电子具有很高动能,于是在 D_1 上打出2个以上电子,这些电子又被 D_2 吸引而打出更多电子。如此反复,直至电子被阳极收集。若每个次阴极的倍增因数为4(即每一入射电子打出4个电子),则13个次阴极的增益可达 4^{13} 倍,

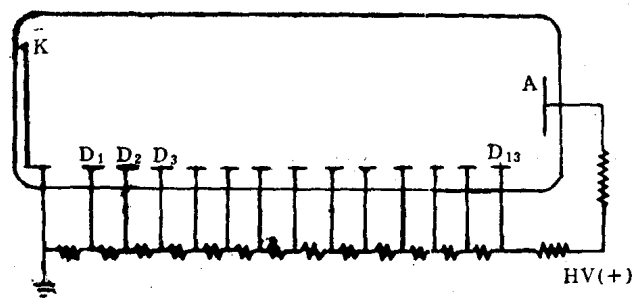


图 1.07 光电倍增管各电极的电位安排示意图
K. 光阴极; $D_1 \cdots D_{13}$ 次阴极; A. 阳极; $\sim$ 电阻。

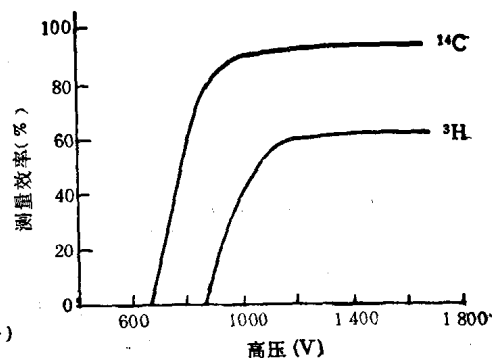


图 1.08 光电倍增管的坪曲线(效率-高压曲线)

即约为 6.7×10^7 倍。故阳极输出的脉冲相当大，足以驱动后续电路。

电极间电位差越大，电子倍增因数也越大，故液体闪烁计数器的测量效率有一随高压变化的坪曲线。对一定的 β 源来说，高压低于一定值时计数率为零。高压升到一定值时，其中能量最高的射线形成的脉冲超过其后续电路阈值而被测知，这一高压称为起始电压。高压继续升高，可被测知的射线也增多，表现为计数率逐渐升高。高压升到某一数值时，增益已足够大，凡能在光阴极上产生一个以上电子的射线都已能形成足够大的脉冲，于是测量效率达到极限，效率-高压曲线达到坪区，高压再升高只能使脉冲进一步提高幅度，却不再提高计效率。 $E_{\max}$ 大的 β 源，起始电压较低，到达坪区的高压也较低(图 1.08)。通常都将工作电压选在 ^3H 坪区开始稍右处，此时对 ^3H 及 $E_{\max}$ 大于 ^3H 的 β 源都有最高的探测效率(积分测量)。

3. 光电倍增管的本底脉冲

除光阴极的热发射外，光电倍增管的本底脉冲还可因管内材料在高压电场下发生场致发射而引起。此外，光电倍增管中的残余气体可被电子激发而发出光子，管壁玻璃中的 ^{40}K 可能引起切伦科夫辐射(也是光子)，这些光子又可作用于光阴极而产生电子。上述本底脉冲大多由个别电子经倍增后形成，其幅度与化学发光的脉冲幅度相仿。

综上所述，现代液体闪烁计数器中选用的光电倍增管应具备以下特点：① 光阴极为双碱性；② 次阴极多(11—13)，增益高；③ 本底脉冲少(在光电倍增管的特性参数方面，以测定暗电流为指标)；④ 用石英制成端窗，以减少切伦科夫辐射并提高对紫外线的透过率。

(二) 符合计数线路

早期的仪器只用一个光电倍增管，直立在避光的铅室中，端窗向上。测量杯底部通过光导(硅油)置于端窗上，其余部分涂有反光材料。后续电路包括前置放大器、主放大器、单道脉冲分析器和定标器(图 1.09)。

由于有效光子集中到一个倍增管，探测效率较高。但是，要使 ^3H 的测量达到满意的效率，须将高压调到足够高，甄别阈调到足够低，此时热噪声计数率常可高达数千 cpm。若

有磷光或化学发光,则本底更高且不稳定,需经长时间暗适应。所以这种仪器从 60 年代起已不再用于常规放射性测量,仅用于化学发光、生物发光的探测或绝对测量。

针对单管计数器的缺点,50 年代末出现了双管符合液体闪烁计数器,以后几经改革,形成了如图 1.10 所示的基本线路结构。其主要特点是:快符合线路、相加线路,以及非线性主放大器。

快符合线路直接接受来自两个光电倍增管的信号,输出端则联到符合门。它的主要作用就是管理符合门的开关。当两侧光电倍增管同时(或接近同时)有信号

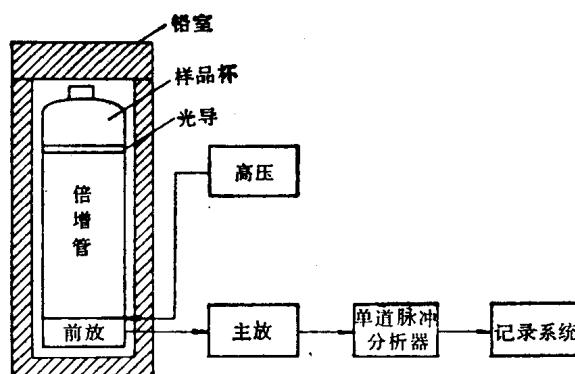


图 1.09 单管液体闪烁计数器结构方框图

到达,则输出一个信号到符合门,使之开放,允许放大器来的信号通过。若两管均无信号,或仅有一管给出信号至快符合器,则符合门不开,放大器来的信号被阻断。射线形成的闪烁光属多光子事件,双管同时输出脉冲的机率甚大,一般都能被记录。光电倍增管的噪声、化学发光和磷光则是单光子事件,两侧脉冲“同时”到达快符合

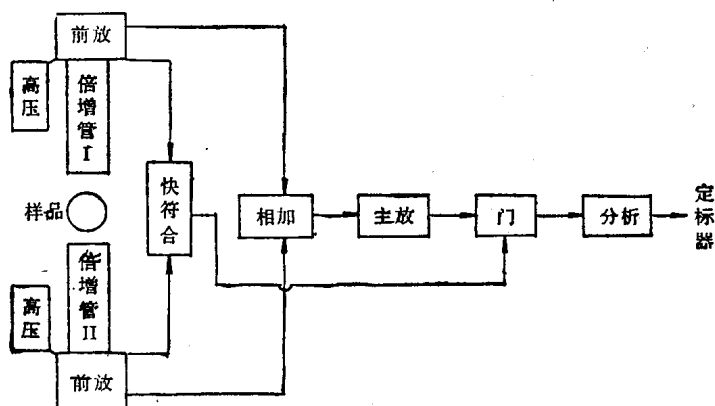


图 1.10 双管符合液体闪烁计数器基本线路结构方框图

器的机率甚小,绝大部分都不被记录。故符合测量使本底大为减少。

事实上,快符合器有一定的分辨时间(一般为 10—100ns),两侧脉冲到达的时间间隔短于该符合分辨时间者,快符合器不能分辨,就作为“同时”到达处理。单管事件偶尔在这一分辨时间范围内从两侧前后到达,可引起“符合”计数,称机遇符合。机遇符合计数率(n_e)与符合分辨时间(τ)及两侧单管计数率(n_1 与 n_2)成正比,可按下式估算:

$$n_e = 2\tau n_1 n_2$$

射线形成的闪烁光虽属多光子事件,但能量过低者产生的光子数太少,光电倍增管光阴极的量子效率又不甚高,且符合计数要求双管至少各产生一个有效光电子,故能量低到一定程度时,能被记录的机率就大为减少。一般认为,对现代液体闪烁计数器来说,有实际意义的探测阈值约为 1keV。

(三) 相加线路

相加线路接受两侧光电倍增管“同时”到达的脉冲,将它们相加后再输至主放大器。其

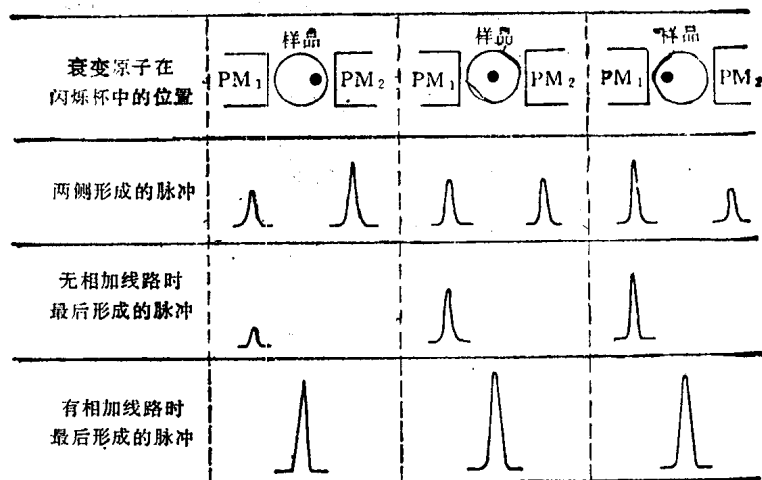


图 1.11 相加线路提高能量分辨率的原理

结果不仅使输出的脉冲增大,探测效率提高,信噪比改善,而且还能补偿光子在两管中的分配不均匀,使能量分辨率得到改善。相加线路改善能量分辨率的原理可用图 1.11 解释。不用相加线路时,最后记录的脉冲来自 PM_1 管,脉冲大小随分配到 PM_1 管的光子数而变。用相加线路后,最后记录的脉冲是 $PM_1 + PM_2$,故不受光子分配的影响。

(四) 对数或准对数放大器

现代液体闪烁计数器大多采用对数放大器或准对数放大器,以适应多种用途的需要。对数放大器先取输入脉冲幅度的对数再放大,准对数放大器亦称折线放大器,增益随输入脉冲幅度的大小分为若干段线性放大,增益倍数依次递减。所以这两种放大器都能适用于很宽的脉冲幅度范围,即使能量相差两个数量级的核素(如 3H 与 ^{32}P)也不须调节增益或高压。通常都只须将高压固定在 3H 的坪区工作,测量效率稳定,便于多用户的自动化测量,而且一台仪器的几个测量道只需要共用一个放大器。

然而,必须注意,对数或准对数放大器所得脉冲谱图的横坐标不是线性的,因此图形与原来的能谱图有较大差异(图 1.12)。

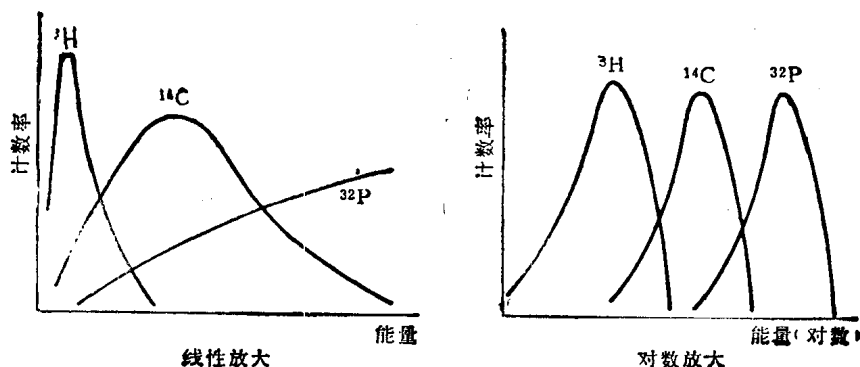


图 1.12 线性放大和对数放大的脉冲谱